

Cardiac assistance device and its use

Publication number: FR2645739 (A1)

Publication date: 1990-10-19

Inventor(s): MENTZER GUY; DANES JEAN-JACQUES +

Applicant(s): VM TECH SA [FR] +

Classification:

- **international:** **A61M1/10; A61M1/10;** (IPC1-7): A61H31/00

- **European:** A61M1/10E50B

Application number: FR19890004955 19890414

Priority number(s): FR19890004955 19890414

Cited documents:

LU54418 (A1)

US3455298 (A)

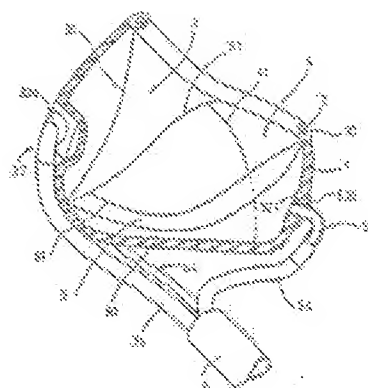
US2826193 (A)

US3034501 (A)

US4690134 (A)

Abstract of **FR 2645739 (A1)**

The present invention concerns a cardiac assistance device and its use. The cardiac assistance device is characterised in that it comprises a bag 1 consisting of a semi-rigid wall, having a shape adapted to the outer shape of the myocardium, the bag comprising in its upper open part an annular rim 10 in which a tightening cord 2 is arranged, at least two flexible walls 3, 4 positioned inside the bag and integral with the inner wall of the semi-rigid bag 1 via the periphery of their contour 31, 41, in such a way as to form inflatable bags, and tubes 32, 4e, 34, 44 for supplying gas to each of the bags.



.....
Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide



Europäisches
Patentamt
European Patent
Office
Office européen
des brevets

[Description of FR2645739](#)
[Print](#)
[Copy](#)
[Contact Us](#)
[Close](#)

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

DIPOSITIF OF ASSISTING CARDIAQUE AND ITS USE

Present invention relates to a cardiac apparatus of assisting and the use of such an apparatus.

It is known a method of assisting cardiac, making it possible to assist the working of the myocardium, which consists in taking a dorsal muscle of the patient, to pass this dorsal muscle around the myocardium and to stimulate this muscle by a pacemaker.

This present method the disadvantage of a lack of effectiveness because the taken dorsal muscle, at the end of a certain time of electrical use, necrosis.

The purpose of the invention is thus to propose a reliable apparatus in time.

This purpose is reached by the fact that the cardiac apparatus of assisting is characterized in what it comprises a pocket made up of a semi-rigid wall, of form adapt with the outer shape of the myocardium, this pocket comprising with its upper open portion an annular bead in which a cord is laid out of clamping, at least two flexible walls placed inside the pocket and integral of the inner wall of the pocket by the periphery of their contour, way of forming swellable pockets, and gas feed pipes to each pocket.

A second purpose of the invention is to propose an improved assisting of the cardiac muscle.

This purpose is reached by the fact that the semirigid pocket comprises inside three swellable pockets of which two are intended to after find out of screw-screw of the left ventricle placement of the heart in the semi-rigid pocket.

According to another feature, the swellable pockets are made integral of the inner wall by thermosoldering or bonding and are made up out of flexible silicone.

According to another feature the gas feed pipes are connected to a pump of counterpulsation to inflate and deflate the pockets according to a given sequence and a rhythm.

Another purpose of the invention is to propose an apparatus allowing a definitive placement or of long duration.

This purpose is reached by the fact that the apparatus comprises fastening means allowing the fixing of the semi-rigid pocket inside the thoracic wall and according to another feature by the fact that the pipes diamenté comprise inner and/or outer reinforcing.

A last purpose is to propose an use of the device.

This purpose is reached by the fact that after placement of the apparatus and introduction of the heart into the semi-rigid pocket, the pump of counterpulsation starts the inflation and the deflating of the pockets according to a given sequence and a rhythm.

Other features and benefits of the present invention will clearly appear with the reading of the description made hereafter in reference with the annexed drawings in which

- figure 1 represents a view out of cut partial of the apparatus of the invention;
- figure 2 represents a view of top of the same device
- figure 3 represents a view of lower part of the same device
- figure 4 after represents a side view of the apparatus with a view out of cut of the muscle myocardium placement in the

apparatus.

The apparatus of the invention comprises a pocket (1) semi-rigid having substantially an ovoid form of which the upper part is removed.

This open pocket with its upper part comprises a flange (10) substantially forming an hollow torus inside whose a cord (2) circulates which, as one can see it with the figure (2) emerges by the openings (100, 101) of the torus outside the pocket (1).

This pocket (1) consists of a silicone hull made semi-rigid for example by a passage to the furnace or a vulcanization.

Inside the semi-rigid pocket three flexible bags (3, 4, 5) consisted flexible silicone sheets are materialized whose respective contour (31, 41, 51) is made integral of the inner wall of the semi-rigid pocket (1) by bonding or heat seal.

On figure 1 the edges (30) and (50) represent the edge of the cut built on semi-inflated pockets (3) and (5) by supposing those.

In the formed cavity by each silicone sheet (3, 4, 5) and the inner wall of the semirigid pocket (1) emerges a respective end of supply (32, 42, 52) > .

As one can see it on the section of figure 1, each end of supply (52) respectively (42, 32) crosspiece the semi-rigid wall (1) and emerges inside its pocket (5, 4, 3).

This end comprises outer reinforcing (520) and possibly of the inner reinforcing (521) in order to improve the sealing of the apparatus.

Each end (32, 42, 52) is made integral of a respective tube (34, 44, 54) of supply of gas of inflation of the pockets. These supply tubes (34, 44, 54) have a diameter of 6 mms and are reinforced to avoid a crushing of the tube in the event of bending.

The lines (31, 41, 51) materialize on figures 1, 2, 3 respective contours of the sheets constituting the pockets and consequently the lines of solidarisation of these-sheets with the inner pocket.

To fix the ideas and as example, the maximum dimension of the semi-rigid pocket is of 105 mms whereas the dimension of the opening delimited by the bead (10) is about 75 mms.

Finally the shape of the pocket difficult to define by a traditional geometric form is of adapt form to receive the muscle myocardium.

The feed pipes (34, 44, 54) are joined together in only one protected beam by a sheath (6).

▲ top

Figure 3 represents a view of lower part of the semi-rigid pocket on which one can see that the bottom of the pocket is made integral of a fixing part (7), this fixing part (7) being able to make up in a beneficial way by a tissue nylon silicone stuck on the outer bottom of the prosthesis. This fixing part allows the fixing of the prosthesis inside the thoracic cage.

The use of the device is represented with the figure (4) on which one can see a cardiac muscle (8) put in place in the opening of the pocket so that the right ventricle (80) and the left ventricle (81) are inside the defined volume by the inner wall of the semi-rigid pocket.

The pocket (L) is clamped around the muscle myocardium thanks to the cord (2) and after this fixed operation one the prosthesis grace I the fixing part (7) on the thoracic wall.

The feed pipes of the gases (34, 44, 54) passing by intercostaux spaces are connected to a pump of aortic backpressure of the type of that marketed, for example, by Company ARIES NEDICAL, under reference 700.

The cord of clamping of the prosthesis substantially comes to be fixed at the level of the valvule tricuspid (83) and the mitral valve (84).

The pump of backpressure is then started, in order to ensure according to a given sequence the inflation and the deflating of the pockets (3, 4, 5) and according to also the rhythm chosen, this rhythm which can be elaborate according to the electrocardiograph and of the result which one wants to obtain.

The pockets (3, 4, 5) into swelling compress the right ventricles and left and allow, according to the imposed sequence and

the rhythm, to assist the myocardium in its working of blood flow. The deflating of the pockets by the pump of backpressure makes it possible to let the cardiac muscle regain its initial shape.

This use is particulièrement beneficial in the case of myocardial infarction. Indeed, in this case the myocardium is not vascularized any more enough and does not allow any more one correct blood flow as long as a surgical bridging or a dilation of coronary is not carried out.

The prosthesis of the invention allows, - for example, to await this curative intervention or possibly to remove this intervention.

The performing described above is only one illustrative example of the invention and, in particular, any modifying with the span of the expert also makes part of the spirit of the invention.

 top



Europäisches
Patentamt
European Patent
Office
Office européen
des brevets

[Claims of FR2645739](#)
[Print](#)
[Copy](#)
[Contact Us](#)
[Close](#)

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

CLAIMS

1) Apparatus of cardiac assisting characterized in what it comprises a pocket (1) made up of a semi-rigid wall, of form adapt with the outer shape of the myocardium, the pocket (1) comprising with its upper open portion an annular bead (10) in which is laid out a cord of clamping (2), at least two flexible walls (3, 4) placed inside the pocket (1) and integral of the inner wall of the semi-rigid pocket (1) by the periphery of their contour (31, 41), in order to form swellable pockets, and feed pipes (32, 42, 34, 44) of gas with each pocket.

2) Apparatus according to claim 1, characterised in that the semi-rigid pocket (1) comprises a inner the three swellable pockets (3, 4, 5) of which two are intended to find in with respect to the left ventricle after placement of the heart in it semi-rigid pocket (1).

⚙ top 3) Apparatus according to claim 1 or the 2, characterised in that pockets swellable (3, 4, 5) is made integral of the inner wall of the semirigid pocket (1) by thermosoldering or bonding and is made up out of flexible silicone.

4) Apparatus according to one of the preceding claims, characterised in that the ends (32, 42, 52) of inlet in the pocket (1) comprise inner and/or outer reinforcing (520, 521, 420, 421, 320, 321).

5) Apparatus according to one of the characterised in that preceding claims the outer bottom of the semi-rigid pocket (1) comprises fastening means (7) allowing the fixing of the semi-rigid pocket inside the thoracic wall.

6) Apparatus according to the claim the 5, characterised in that fastening means (7) consist of a nylon silicone tissue analergic made integral of the outer bottom of the pocket by bonding.

7) Apparatus according to one of the preceding claims, characterised in that the pipes (34, 44, 54) of supply of gas to inflate the inner pockets are out of reinforced silicone.

8) Apparatus according to the preceding claim, characterised in that the feed pipes are connected to a pump of against impulse to inflate and deflate the pockets according to a given sequence and a rhythm.

9) Use of the device according to one of the preceding claims characterized in what it consists, audited a placement of the apparatus of assisting in the thoracic cavity and introduction of the heart into the pocket, with déclencher the inflation and the deflating of the pockets according to a given sequence and a rhythm.

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 645 739

(21) N° d'enregistrement national :

89 04955

(51) Int Cl⁵ : A 61 H 31/00.

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 14 avril 1989.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 42 du 19 octobre 1990.

(60) Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

(71) Demandeur(s) : VM TECH SA. — FR.

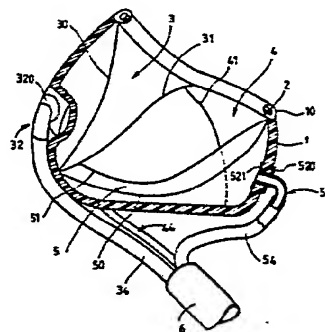
(72) Inventeur(s) : Guy Mentzer ; Jean-Jacques Danes.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : Yves Debay, Cabinet Yves Debay.

(54) Dispositif d'assistance cardiaque et son utilisation.

(57) La présente invention concerne un dispositif d'assistance cardiaque et son utilisation. Le dispositif d'assistance cardiaque est caractérisé en ce qu'il comporte une poche 1 constituée d'une paroi semi-rigide, de forme adaptée à la forme extérieure du myocarde, poche comportant à sa partie ouverte supérieure un bourrelet annulaire 10 dans lequel est disposé un cordon de serrage 2, au moins deux parois souples 3, 4 placées à l'intérieur de la poche et solidaires de la paroi interne de la poche semi-rigide 1 par la périphérie de leur contour 31, 41, de façon à former des poches gonflables, et des tuyaux d'amenée 32, 46, 34, 44 du gaz à chacune des poches.



DIPOSITIF D'ASSISTANCE CARDIAQUE ET SON UTILISATION

La présente invention concerne un dispositif d'assistance cardiaque et l'utilisation d'un tel dispositif.

5 Il est connu une méthode d'assistance cardiaque, permettant d'assister le travail du myocarde, qui consiste à prélever un muscle dorsal du patient, à passer ce muscle dorsal autour du myocarde et à stimuler ce muscle par un stimulateur cardiaque.

10 Cette méthode présente l'inconvénient d'un manque d'efficacité car le muscle dorsal prélevé, au bout d'un certain temps d'utilisation électrique, se nécrose.

Le but de l'invention est donc de proposer un dispositif fiable dans le temps.

15 Ce but est atteint par le fait que le dispositif d'assistance cardiaque est caractérisé en ce qu'il comporte une poche constituée d'une paroi semi-rigide, de forme adaptée à la forme extérieure du myocarde, cette poche comportant à sa partie ouverte supérieure un bourrelet annulaire dans lequel est disposé un cordon de serrage, au
20 moins deux parois souples placées à l'intérieur de la poche et solidaires de la paroi interne de la poche par la périphérie de leur contour, de façon à former des poches gonflables, et des tuyaux d'amenée de gaz à chacune des
25 poches.

Un deuxième but de l'invention est de proposer une meilleure assistance du muscle cardiaque.

Ce but est atteint par le fait que la poche semi-rigide comporte à l'intérieur trois poches gonflables dont
30 deux sont destinées à se retrouver en vis-à-vis du ventricule gauche après mise en place du coeur dans la poche semi-rigide.

Selon une autre caractéristique, les poches gonflables sont rendues solidaires de la paroi interne par
35 thermosoudure ou collage et sont constituées en silicone souple.

Selon une autre caractéristique les tuyaux d'amenée de gaz sont reliés à une pompe de contre-pulsion pour gonfler et dégonfler les poches selon une séquence et un rythme déterminés.

- 5 Un autre but de l'invention est de proposer un dispositif permettant une mise en place définitive ou de longue durée.

 Ce but est atteint par le fait que le dispositif comporte des moyens de fixation permettant la fixation de
10 la poche semi-rigide à l'intérieur de la paroi thoracique et selon une autre caractéristique par le fait que les tuyaux d'amenée comportent des renforts intérieurs et/ou extérieurs.

- Un dernier but est de proposer une utilisation du
15 dispositif.

 Ce but est atteint par le fait qu'après mise en place du dispositif et introduction du coeur dans la poche semi-rigide, la pompe de contre-pulsion déclenche le gonflage et le dégonflage des poches selon une séquence et
20 un rythme déterminés.

 D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront plus clairement à la lecture de la description ci-après faite en référence aux dessins annexés dans lesquels :

- 25 - la figure 1 représente une vue en coupe partielle du dispositif de l'invention ;

 - la figure 2 représente une vue de dessus du même dispositif ;

- la figure 3 représente une vue de dessous du même
30 dispositif ;

 - la figure 4 représente une vue de côté du dispositif avec une vue en coupe du muscle myocarde après mise en place dans le dispositif.

- Le dispositif de l'invention comporte une poche (1)
35 semi-rigide ayant substantiellement une forme ovoïde dont la partie supérieure est enlevée.

Cette poche ouverte à sa partie supérieure comporte un rebord (10) formant substantiellement un tore creux à l'intérieur duquel circule un cordon (2) qui, comme on peut le voir à la figure (2) débouche par les ouvertures (100, 5 101) du tore à l'extérieur de la poche (1).

Cette poche (1) est constituée d'une coque en silicone rendue semi-rigide par exemple par un passage au four ou une vulcanisation.

A l'intérieur de la poche semi-rigide sont 10 matérialisées trois poches souples (3, 4, 5) constituées par des feuilles en silicone souple dont le contour respectif (31, 41, 51) est rendu solidaire de la paroi interne de la poche semi-rigide (1) par collage ou thermosoudage.

15 Sur la figure 1 les bords (30) et (50) représentent le bord de la coupe réalisée sur les poches (3) et (5) en supposant celles-ci semi-gonflées.

Dans la cavité formée par chacune des feuilles en silicone (3, 4, 5) et la paroi interne de la poche semi- 20 rigide (1) débouche un embout d'amenée respectif (32, 42, 52).

Comme on peut le voir sur la section de la figure 1, chaque embout d'amenée (52) respectivement (42, 32) traverse la paroi semi-rigide (1) et débouche à l'intérieur 25 de sa poche (5, 4, 3).

Cet embout comporte des renforts externes (520) et éventuellement des renforts internes (521) de façon à améliorer l'étanchéité du dispositif.

Chaque embout (32, 42, 52) est rendu solidaire d'un 30 tube respectif (34, 44, 54) d'amenée du gaz de gonflage des poches. Ces tubes d'amenée (34, 44, 54) ont un diamètre de 6 mm et sont renforcés pour éviter un écrasement du tube en cas de pliage.

Les lignes (31, 41, 51) matérialisent sur les 35 figures 1, 2, 3 les contours respectifs des feuilles

constituant les poches et par conséquent les lignes de solidarisation de ces feuilles avec la poche interne.

Pour fixer les idées et à titre d'exemple, la dimension maximale de la poche semi-rigide est de 105 mm
5 alors que la dimension de l'ouverture délimitée par le bourrelet (10) est de l'ordre de 75 mm.

Enfin la forme de la poche difficile à définir par une forme géométrique traditionnelle est de forme adaptée à recevoir le muscle myocarde.

10 Les tuyaux d'amenée (34, 44, 54) sont réunis en un seul faisceau protégé par une gaine (6).

La figure 3 représente une vue de dessous de la poche semi-rigide sur laquelle on peut voir que le fond de la poche est rendu solidaire d'une pièce de fixation (7),
15 cette pièce de fixation (7) pouvant être constituée de façon avantageuse par un tissu nylon siliconé collé sur le fond externe de la prothèse. Cette pièce de fixation permet la fixation de la prothèse à l'intérieur de la cage thoracique.

20 L'utilisation du dispositif est représenté à la figure (4) sur laquelle on peut voir un muscle cardiaque (8) mis en place dans l'ouverture de la poche de façon à ce que le ventricule droit (80) et le ventricule gauche (81) soient à l'intérieur du volume défini par la paroi interne
25 de la poche semi-rigide.

La poche (1) est serrée autour du muscle myocarde grâce au cordon (2) et après cette opération on fixe la prothèse grâce à la pièce de fixation (7) sur la paroi thoracique.

30 Les tuyaux d'amenée des gaz (34, 44, 54) passant par les espaces intercostaux sont reliés à une pompe de contre-pression aortique du type de celle commercialisée, par exemple, par la Société ARIES MEDICAL, sous la référence 700.

Le cordon de serrage de la prothèse vient substantiellement se fixer au niveau de la valvule tricuspide (83) et de la valvule mitrale (84).

La pompe de contre-pression est ensuite mise en route, de façon à assurer selon une séquence déterminée le gonflage et le dégonflage des poches (3, 4, 5) et selon également le rythme choisi, ce rythme pouvant être élaboré en fonction de l'électrocardiogramme et du résultat que l'on veut obtenir.

Les poches (3, 4, 5) en gonflant compriment les ventricules droit et gauche et permettent, selon la séquence et le rythme imposés, d'assister le myocarde dans son travail de circulation sanguine. Le dégonflage des poches par la pompe de contre-pression permet de laisser le muscle cardiaque reprendre sa forme initiale.

Cette utilisation est particulièrement avantageuse dans le cas d'infarctus du myocarde. En effet, dans ce cas le myocarde n'est plus vascularisé suffisamment et ne permet plus une circulation sanguine correcte tant qu'un pontage chirurgical ou une dilatation des coronaires n'est pas effectuée.

La prothèse de l'invention permet, par exemple, d'attendre cette intervention curative ou éventuellement de supprimer cette intervention.

La réalisation décrite ci-dessus n'est qu'un exemple illustratif de l'invention et, en particulier, toute modification à la portée de l'homme de métier fait également partie de l'esprit de l'invention.

REVENDECATIONS

1) Dispositif d'assistance cardiaque caractérisé en ce qu'il comporte une poche (1) constituée d'une paroi semi-rigide, de forme adaptée à la forme extérieure du myocarde, la poche (1) comportant à sa partie ouverte supérieure un bourrelet annulaire (10) dans lequel est disposé un cordon de serrage (2), au moins deux parois souples (3, 4) placées à l'intérieur de la poche (1) et solidaires de la paroi interne de la poche semi-rigide (1) par la périphérie de leur contour (31, 41), de façon à former des poches gonflables, et des tuyaux d'amenée (32, 42, 34, 44) du gaz à chacune des poches.

2) Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la poche semi-rigide (1) comporte à l'intérieur trois poches gonflables (3, 4, 5) dont deux sont destinées à se retrouver en vis-à-vis du ventricule gauche après mise en place du coeur dans la poche semi-rigide (1).

3) Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les poches gonflables (3, 4, 5) sont rendues solidaires de la paroi interne de la poche semi-rigide (1) par thermosoudure ou collage et sont constituées en silicone souple.

4) Dispositif selon une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les embouts (32, 42, 52) d'entrée dans la poche (1) comportent des renforts intérieurs et/ou extérieurs (520, 521, 420, 421, 320, 321).

5) Dispositif selon une des revendications précédentes caractérisé en ce que le fond extérieur de la poche semi-rigide (1) comporte des moyens de fixation (7) permettant la fixation de la poche semi-rigide à l'intérieur de la paroi thoracique.

6) Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens de fixation (7) sont constitués d'un tissu analergique en nylon siliconé rendu solidaire du fond externe de la poche par collage.

7) Dispositif selon une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les tuyaux (34, 44, 54) d'amenée du gaz pour gonfler les poches internes sont en silicone renforcé.

5 8) Dispositif selon la revendication précédente, caractérisé en ce que les tuyaux d'amenée sont reliés à une pompe de contre pulsion pour gonfler et dégonfler les poches selon une séquence et un rythme déterminés.

10 9) Utilisation du dispositif selon une des revendications précédentes caractérisée en ce qu'elle consiste, après une mise en place du dispositif d'assistance dans la cavité thoracique et introduction du coeur dans la poche, à déclencher le gonflage et le dégonflage des poches selon une séquence et un rythme
15 déterminés.

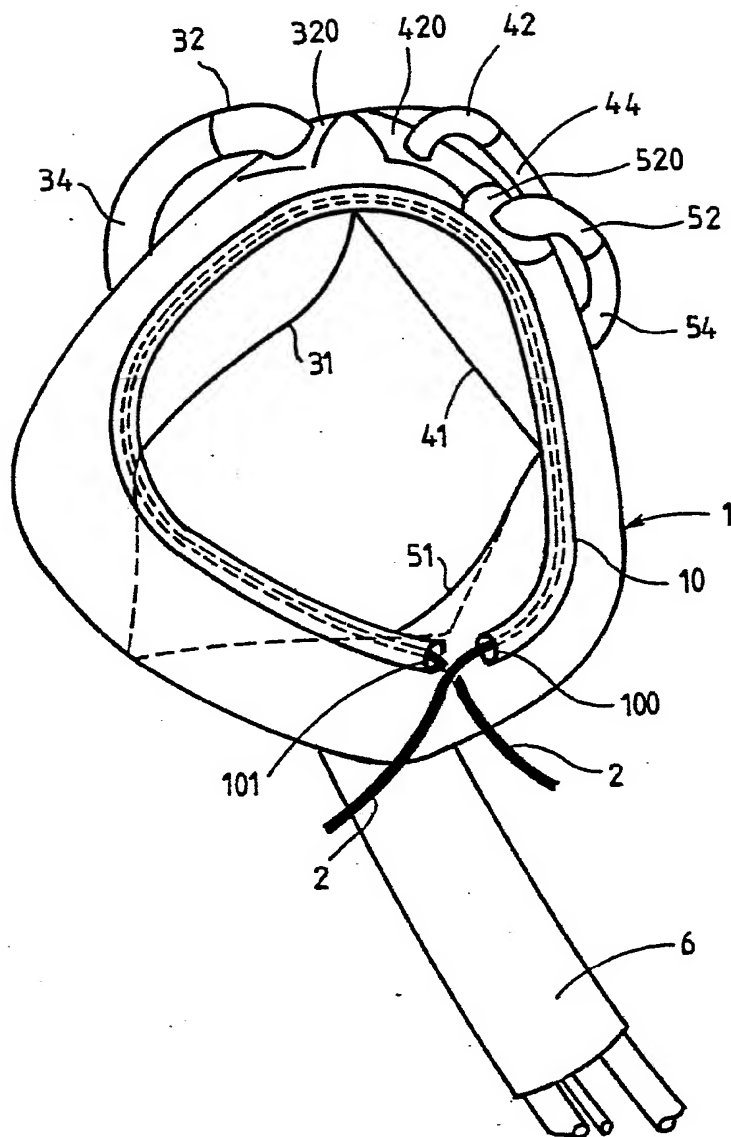
FIG. 2

FIG. 3